

25.11.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 1 1 月 1 2 日
Date of Application:

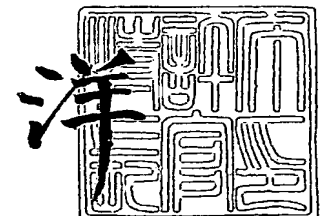
出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 3 8 2 0 8 1
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 3 8 2 0 8 1]

出 願 人 株式会社日立メディコ
Applicant(s):

2 0 0 5 年 1 月 6 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】 特許願
【整理番号】 03141
【提出日】 平成15年11月12日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G06T 1/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号
 株式会社日立メディコ内
 後藤 大雅
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号
 株式会社日立メディコ内
 宮崎 靖
 【氏名】
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号
 株式会社日立メディコ内
 廣川 浩一
 【氏名】
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
 【代表者】 猪俣 博
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 008383
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

【書類名】特許請求の範囲**【請求項 1】**

被検体データを取得する装置と、

該被検体データを処理することで被検体内の所定三次元範囲の三次元画像を経時的に複数回作成する演算装置と、

該作成した画像を表示する表示装置とを、有する画像診断装置において、

上記演算装置は、経時的に複数回作成された上記三次元画像内の最低一つの任意領域を構成する全画素を画素座標位置ごとに時系列で抜き出し、所定の条件で全画素数分の時間画素列毎にここから画素を抽出処理し、上記関心領域の表示画素を上記画素座標位置分全て作成し、

上記表示装置は上記演算装置にて作成された上記関心領域の表示画素を上記所定条件に基づく画像として表示することを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】

上記複数の時間画素列から該画素列ごとに所定の条件で画素を抽出処理する際、該所定の条件は上記所定の各画素列内で輝度が最大または最小であるひとつの画素を抽出処理するという条件であり、上記表示装置は上記条件に基づく最大値画像または最小値画像を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

上記演算装置は、上記関心領域内の画素座標毎に上記の輝度が最大である画素から上記の輝度が最小の画素を差分して上記任意領域毎にその内の全表示画素を得て、上記表示装置は上記条件に基づく最大値画像と最小値画像の差分を表示することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像診断装置

【技術分野】

【0001】

本発明はCTやMRIや超音波診断装置に代表される画像撮影装置で取得した画像データを時間軸方向に加工して特定の表示をする演算装置、画像処理装置および表示装置に係わり、特に2および3次元の撮影データを所定時間ごとに抽出して再配列したり、時間軸方向のフィルターを適用することに関する。

【背景技術】

【0002】

造影剤を使用した血管撮影は、X線CT装置、MRI装置、US装置などで行われている。

X線CT装置の場合にはCTA(Computed Tomography Angiography)、MRI装置の場合にはMRA(Magnetic Resonance Imaging Angiography)などと呼ばれている。

特開平11-137552号公報(特許文献1)には、この応用として、造影画像表示によって造影剤流入の経時表示を行なう方法が開示される。

ここでは造影血管のみを抽出するためにDigital Subtraction Angiography(以下DSA)という手法が使用される。DSAは、造影前と造影後の画像を撮影して差分を表示する手法である。この特許文献1には、ある断面を通過する造影剤像をDSAにより所定時間ごとに求め、これら造影剤像を経時的に並べて、その断面における造影剤像の時間推移を表現することを開示する。造影剤像は造影剤の量を表すので、その断面における造影剤量の時間推移が得られる。

【0003】

特許文献1では断面における造影剤の量を確認可能であるが、造影された血管などの空間的3次元像を把握することはできない。

【特許文献1】 特開平11-137552号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記のような造影剤を使用した血管撮影では、血液中に注入された造影剤は瞬時に血管全体に拡がるのではなく、注入された位置から徐々に血管内を拡がっていく。

そのため、造影剤の到達が最も遅れる部位に造影剤が到達した頃には、造影剤の注入位置ではすでに造影剤の効果が弱くなることがある。そのように造影剤の効果が弱くなった頃に撮影すれば、画像上造影血管の表示に不均一なムラが生じてしまう。

また、撮影のタイミングと撮影位置を少し誤っただけでもこのような不均一なムラが顕著となることがある。

こうした事態を少しでも改善するために、注入する造影剤の量を多くして造影剤の滞留時間を延長する方法がある。

【0005】

しかし、造影剤には被検者に対する侵襲性があるので、被検者の負担低減のためには注入する造影剤の量は少ないほうが望ましい。

また、心臓や肝臓など特定の臓器の2次元投影画像を陰影づけして擬似的に3次元画像表示する方法として、ボリュームレンダリングやサーフェイスレンダリングと呼ばれる表示技術がある。この技術を使って特定臓器を画像化して評価する場合に、この特定臓器が周辺臓器の死角となり、視認性を低下させる場合がある。

例えば、CT画像において肺野を評価する場合には、肺野を取り囲む肋骨によって死角ができる。

肋骨はX線吸収係数が大きいいため肋骨の影に隠れた肺野のX線吸収係数は肋骨のX線吸収係数につられてしまい、肺野の正確なX線吸収係数が得られない。

したがって、肺野など特定領域の画像上の視認性は大きく阻害される。

【0006】

そこで、これを改善するために、閾値処理やリージョンローイングなどの特定臓器を抽出する技術が利用されている。

しかし、単純な閾値処理では所望の領域抽出が満足にできない場合が多い。 閾値を変えれば、抽出する領域も変わってしまうからである。

つまり、閾値の設定によっては余分な領域を抽出してしまったり、必要な領域を抽出できなかったりすることもある。

【0007】

また、特開平6-54833号公報(特許文献2)に開示のリージョンローイングは、画素値を順次追跡していく方法であり、演算の所要時間が長く、画素値を領域として判断するかどうかの判定基準である閾値の設定が検査者によって異なる場合には領域の抽出精度に個人差が出てくる。

【特許文献2】特開平6-54833号公報

【0008】

このように特定領域の抽出にあたっては、処理時間を短縮するニーズから演算時間が短いことが望ましく、また、操作者の能力に依存せず常に最適な抽出ができることが望ましいため、新たな領域抽出手段が求められていた。

【0009】

以上のように造影剤を使用した従来の撮影手法において、被検者に対する侵襲性を低減しながら、診察したい部位を正確に抜き出して迅速に画像化することは困難である。

そこで、本発明では、これらの問題を解決し、診断性能を向上させることのできる画像表示方法、及び、それを実現可能な画像表示装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

すなわち本発明の第1の特徴によれば、被検体データを取得する装置と、該被検体データを処理することで被検体内の所定三次元範囲の三次元画像を経時的に複数回作成する演算装置と、該作成した画像を表示する表示装置とを、

有する画像診断装置において、上記演算装置は、経時的に複数回作成された上記三次元画像内の最低一つの任意領域を構成する全画素を画素座標位置ごとに時系列で抜き出し、所定の条件で全画素数分の時間画素列毎にここから画素を抽出処理し、上記関心領域の表示画素を上記画素座標位置分全て作成し、上記表示装置は上記演算装置にて作成された上記関心領域の表示画素を上記所定条件に基づく画像として表示する。

【0011】

本発明の第2の特徴によれば、上記第1の特徴において、上記複数の時間画素列から該画素列ごとに所定の条件で画素を抽出処理する際、該所定の条件は上記所定の各画素列内で輝度が最大または最小であるひとつの画素を抽出処理するという条件であり、上記表示装置は上記条件に基づく最大値画像または最小値画像を表示する。

【0012】

本発明の第3の特徴によれば、上記第2の特徴において、上記演算装置は、上記関心領域内の画素座標毎に上記の輝度が最大である画素から上記の輝度が最小の画素を差分して上記任意領域毎にその内の全表示画素を得て、上記表示装置は上記条件に基づく最大値画像と最小値画像の差分を表示する。

【0013】

本発明の第4の特徴によれば、上記第1の特徴において、上記複数の時間画素列から該画素列ごとに所定の条件で画素を抽出処理する際、上記所定の条件での画素の抽出処理は、上記任意領域毎に各画素列毎にこれに対して時間方向に伸長したフィルタを適用してから一つの表示画素に集約するという条件での抽出処理であり、上記表示装置は上記条件に基づいた抽出処理結果の画素を画像として表示する。

【0014】

本発明の第5の特徴によれば、上記第4の特徴において、上記フィルタは、窓関数、加算平均フィルタ、加重加算フィルタ、メディアンフィルタ、微分フィルタ、高域強調フィル

タ、高次フィルタ、および時間方向類似度フィルタのうちの少なくとも一つである。

【0015】

本発明の第6の特徴によれば、上記第4の特徴において、上記演算装置は、任意の時間範囲内にて上記任意領域の一つにおける上記抽出処理により濃度値の大小が異なる2つの画像を作成した後これら画像を差分し、上記表示装置は該差分画像を表示することを特徴とする。

【0016】

本発明の第7の特徴によれば、上記第1の特徴において、上記演算装置は、被検体内の所定三次元範囲が動いている場合、該所定三次元範囲内の少なくとも一つの特徴点を決定し、該特徴点の経時的な空間位置の変化にともない該所定三次元範囲内の画素を経時的に対応づける。

【発明の効果】

【0017】

本発明の効果は以下のとおりである。

1. 造影効果の時間的変化の影響解消

CTやMRIなどの断層撮影装置では、血管の狭窄、動脈瘤、血管走行、血流量などを解析することが可能である。しかしながら、CTやMRIなどで画像化した場合、通常の撮影では血管と周辺臓器との輝度値の差は小さいため、濃度分解能つまり視認性が十分でないことが多い。

そのような場合、特に血管の走行や血流動態を解析するために造影剤を血液中に注入することで血液の輝度値を増加させる。こうすると、特定臓器と周辺臓器の間のコントラストがついて視認性が向上する。

【0018】

しかしながら、上述のように、血液中に注入された造影剤は瞬時に血管全体に拡がるのではなく、注入された位置から徐々に拡がる。

そのため、造影剤が最も遅く到達する部位に造影剤が到達した頃には、造影剤の注入場所ではすでに造影剤が抜けて量が少なくなっていることがある。そのため、撮影位置と時間によっては造影剤の画像にムラが生じる。

このような画像のムラは緻密な診断上障害となる。

これを改善するために、注入する造影剤の量を多くする方法があるが、造影剤には侵襲性があるため被検者の負担を低減するには、注入する造影剤の量は少しでも少ないほうが望ましい。

【0019】

そこで本発明では、造影剤が好適に存在している部位は時間と共に移動する点に着目し、造影剤が好適に存在している部位の画像を合成することで造影剤が経過した軌跡を広範囲にわたり明瞭に描出することを特徴とする。

すなわち本発明の第1の効果は、撮影における造影効果の時間的推移の影響を低減し、また、使用する造影剤量を低減したまま造影画像を明瞭化および広範囲化できることである。

【0020】

2. 画像ノイズの影響の低減

一般に、医用画像では、空間分解能と時間分解能の向上に対してノイズの増大はトレードオフの関係にある。

高空間分解能および高時間分解能を得ようとする、ノイズの影響により、輝度値にムラを生じる場合が多い。これは、高空間分解能および／または高時間分解能を実現するために、1画素あたりの情報量が低下するためである。

逆に、空間分解能および／または時間分解能の向上を犠牲にしてノイズを低減すると、診断に必要な解像度の画像が得られないことがある。

【0021】

ところで、X線CT装置やDSA装置では、X線の管電流を高くすれば、ノイズは減少する点

は望ましいが被検体の被曝量が増加する点は好ましくない。

MRIでは、磁束密度の高いいわゆる高磁場磁石を搭載することでノイズを低減可能である点は望ましいが、装置が高価になる点は好ましくない。

【0022】

そこで本発明では、造影剤が好適に存在している部位は時間と共に移動する点に着目し、経時的な画素濃度値のゆらぎを低減するように3次元画像内のある画素値の時間軸方向変化を加工してフィルタ関数を作成する。このフィルタ関数を画素値の時間的变化が実質的にない画像上の領域に適用すると、濃度分解能および空間分解能を低下させることなく、ノイズの影響を低減できる。

すなわち本発明の第2の効果として、時間経過とともに撮影された3次元画像用データの濃度分解能および空間分解能を低下させることなく、被曝量を増加させることなく、さらにコストアップすることなしに、ノイズの影響を低減することが可能である。

【0023】

3. 造影された臓器の視認性の改善(他臓器による死角の改善)

上述のように、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリングと呼ばれる擬似3次元表示技術により特定臓器を画像化して評価する場合に、この特定臓器が周辺臓器の死角となる場合がある。

たとえば、肋骨は肺野や心臓を評価する場合の死角を作るため、閾値処理やリージョングロウイングなどの特定臓器を抽出する技術を利用し領域抽出をしている。

閾値処理では、閾値の設定によっては余分な領域を抽出してしまったり、必要な領域を抽出できなかったりすることもある。

【0024】

また、リージョングロウイングは、画素値を順次追跡していく方法であり、演算の所要時間が長く、画素値を領域として判断するか否かの判定基準である閾値の設定が検査者によって異なる場合には領域の抽出精度に個人差が出てくる。

領域抽出に際しては、処理時間を短縮するニーズから演算時間は短いことが望ましい。

また、操作者の能力に依存せず定常的に最適な抽出ができることが望ましいため、新たな領域抽出手段が求められていたことはすでに述べたとおりである。

【0025】

本発明はここにいう新たな領域抽出手段を提供するもので、経時的な3次元画像のなかから造影剤に最もよく染まっている画像と造影剤の入っていない画像の差分から造影剤が入っている部分だけを抽出することを可能とする。

すなわち本発明の第3の効果として、周辺臓器に囲まれた特定臓器のみ抽出するにあたり、短い演算時間で、簡単な操作性により、操作者の能力に関係なく、所望の領域を正確に抽出することが可能である。

【0026】

4. 動態の解析を容易にする機能画像の提示(時間情報の扱い方)

経時的な3次元画像データを表示する場合、画像データを経時的に連続表示するシネ表示により診断を行うことがある。

しかしながら、ただ画像データをシネ表示するだけでは動態の様子を把握することは難しく、画像データに含有される情報を十分に認識できない。

そこで、本発明では、上記発明の効果2に関する時間軸方向フィルタ関数によりノイズ量を低減しながら、動態部に色などをつけて表示することで、動態の部の様子を把握しやすくした。

すなわち本発明の第4の効果は、動態下にある機能情報の評価を容易化できる画像表示装置を提供することにある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

以下、添付図面に従って本発明に係る画像診断装置の好ましい実施の形態について説明する。

図1には本発明および従来技術に共通の断層画像撮影装置としてX線CT装置を、図2にはMRI装置を例示する。

なお、本発明にいう断層画像撮影装置はこれらに限られない。

X線CT装置は、X線源から照射され、被検体を透過し減衰したX線をX線源に対向する位置に配置されたX線検出器で受光し投影データを得て、この投影データを再構成することで被検体の内部を非破壊的に画像化する。

【0028】

図1(a)と(b)のX線CT装置は、スキャナー1と寝台2と操作ユニット3からなる。

スキャナー1にはX線発生装置11とX線検出器12とを対向するように載置した円環状のガントリー回転部が備えられる。

上記X線発生装置11には、高電圧発生装置111から中央制御装置112の制御によって供給された管電流と管電圧が印加される。

上記X線発生装置はこのように印加された管電流と管電圧に従いX線を曝射し、曝射されたX線は寝台2上の被検者を透過してX線検出器12によって検出される。

この検出時、寝台2は寝台制御装置21の制御により被検者の体軸方向に移動可能で、上記ガントリー回転部が回転しながら移動するとヘリカルスキャンとなり、寝台を移動せずにガントリー回転部だけ回転させるとダイナミックスキャンとなり、ガントリーを回転せずに寝台2だけ移動すると透視となる。

【0029】

上記X線検出器12で得られた検出値はプリアンプ121を経由して操作ユニット3内にある演算装置31に送られる。

演算装置31では前処理や画像再構成を経て表示装置321により表示される。

近年の高性能X線CTでは、高い時間分解能および／または高い空間分解能の画像を短時間に取得するために、1度に撮影可能な撮影範囲の拡大、スキャン速度の向上、体軸分解能の向上、および時間分解能の向上が図られている。このような性能向上により、高精度な時間軸を含む4次元画像データを取得できるようになっている。

また、ヨードなどの造影剤を注入して検査部位にそれが到達するタイミングで撮影を行うことで、検査部位のコントラストが高い画像を得ることができる。

【0030】

次に、図2に示したMRI装置は垂直磁場方式(開放型)のものである。

MRI装置にはその他トンネル型等の形式もある。

MRI装置は、静磁場内に配置した被検体に振動する磁場(電磁波)を与えて、核磁気共鳴(NMR)させ、共鳴信号を検出コイル(RFコイル)で電気信号として検出し、これを投影データとして再構成することで被検体内部を非破壊的に画像化する。

【0031】

図2に示したMRI装置は、ガントリー4、上記被検体を載置する寝台2、ガントリー4内の各種装置を駆動する電源や制御する各種制御装置を収納した筐体41、および受信したNMR信号を処理して被検体の断層画像を再構成する操作ユニット3からなり、それぞれ電源・信号線5で接続される。ガントリー4と寝台2は図示しない高周波電磁波と静磁場を遮蔽するシールドルーム内に配置され、筐体41と操作ユニット3はシールドルーム外に配置される。

また、図2(a)のMRI装置の構成をより詳細な機能毎に分解したブロック構成図を図2(b)に示す。

【0032】

一般的には、図2(a)のMRI装置のガントリー4には、静磁場発生系42と、傾斜磁場発生系43と、受信系46等が含まれる。

このうち静磁場発生系42は、被検体の周りの空間にその体軸方向(水平磁場方式)または体軸と直交する方向(垂直磁場方式)に均一な静磁場を発生させるもので、被検体の周りに常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

【0033】

傾斜磁場発生系43は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれたGC49と、それぞれのGC49を駆動する傾斜磁場電源491とから成り、後述のシーケンサ44からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源491を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体に印加する。

受信系46は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出する。送信側の高周波コイル454から照射された電磁波によって誘起される被検体の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル464で検出されて処理後に信号処理系47に送られる。信号処理系では検出したNMR信号を画像化してディスプレイ473に表示する。

【0034】

なお、シーケンサ44は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU48の制御で動作し、被検体の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系45、傾斜磁場発生系43、および受信系46に送っている。

このようなMRIにおいても、近年の性能向上により、例えば1.5T(テスラ)などの高磁場機が登場し、実用レベルのノイズで高時間分解能な4次元画像データを取得できるようになってきている。

MRI装置においても、造影剤の使用によって、検査部位のコントラストの高い画像を得ることができる。

【0035】

以下に、添付の図を用いて、本発明の実施の形態を詳細に述べる。

[実施例1]

図3から5までは、本発明の実施例1に係わり、経時的な3次元以上のデータにおける最大値画像53と最小値画像54を抽出する工程を示している。

図中、51は造影血管を、52は造影剤を示す。511から518までは造影剤注入後の所定時間経過毎の造影血管を示し、53は本実施例を適用した結果得られる画像で血管内に造影剤が充分に入った最大値画像を、54は同じく本実施例を適用した結果得られる画像で造影剤の入っていない最小値画像を示す。

【0036】

図3と4は、造影剤52を注入した血管51の画素値が変動する様子を濃淡で示している。

図中、511は時刻 t_1 、512は時刻 t_2 、と続き、518は時刻 t_n の画像を示している。

ここで造影剤注入後の経過時間は $t_1 < t_2 < \dots < t_n$ の関係にある。

時刻 t_1 から t_n への時間経過に伴い、血管中の造影剤は図中上から下のほうに移動しているため、血管内の画素値が最大となる位置も移動する。このため、ある時刻における造影血管の画像には512から517のいずれかのように造影ムラが濃淡の違いという形で表示される。

【0037】

本実施例では、画素毎に時間方向にその輝度値が最大値である画像を取得する。

最大値画像の取得について図5をもとに説明する。

図5中、61から64は時間軸に並んだ3次元画像データであり、それぞれのなかには同じ位置に相当する画素 $I(x, y, z)$ が含まれている。別の言い方をすれば、画素 $I(x, y, z)$ の集合が3次元画像データ61から64である。

ここで画素は位置的な3次元とともに時間をもって四次元で表わされる。

たとえば画像データ64内の $I(x, y, z, t_n)$ のうち、 x, y, z は3次元の位置的な座標を示し、 t_n は造影剤注入後の経過時間を示す。

【0038】

先に説明したような画像診断装置を稼動して被検者を撮影開始する。開始後造影剤を被検者に注入する。

ここで、画像データ65内の $MXI(x_1, y_1, z_1)$ は求めようとする最大値画素である。

図5に示すように、時系列データにおける時刻 t_1 における初期の最大値画素は、 $MXI(x,$

$y, z) = I(x, y, z, t_1)$ としておく。

この時点では、まだ撮影範囲内には造影剤は到達していない。

その後、徐々に造影剤が撮影範囲内に流入してくる。

【0039】

たとえば、時間の経過に伴って三次元画像の画素値がもし、 $MXI(x, y, z) < I(x, y, z, t)$ となれば $MXI(x, y, z) = I(x, y, z, t)$ として最大値画像を置き換える。

x, y, z の座標で決まる各位置毎に、最終時刻 t_n のデータまで繰り返すことによって画素値が経時的に最大値となる画像 $MXI(x, y, z)$ を取得する。

こうすることで、座標ごとに時間軸方向の最大値が求められ、これらを三次元の各座標に並べると最大値画像65が完成する。

この方法を造影血管に適用すれば、造影剤の抜けによるムラがない鮮明な血管の全貌の画像が得られる。

【0040】

次に、画素毎に時間方向に輝度値が最小値である画像を取得する方法を説明する。

図4で示した処理と同様にして、時系列データにおける時刻が早いデータ t_1 を初期の最小値 $MNI(x, y, z) = I(x, y, z, t_1)$ とし、 $MNI(x, y, z) > I(x, y, z, t)$ であれば $MNI(x, y, z) = I(x, y, z, t)$ とする。この処理を、各画素毎に、最終時刻 t_n のデータまで繰り返すことによって最小値画素を集める。

これら最小値画素を三次元の各座標に並べると最小値画像54 $MNI(x, y, z)$ が得られる。

この方法を造影血管に適用すれば、ムラがない鮮明な非造影血管の全貌の画像が得られる。

また、時間方向に窓関数を適用すると、重み付けによりある時間区間の画素を切り出すことが可能となる。造影剤は動脈と静脈とでは流入する時刻が異なるため、時間区間の画素切り出しにより静脈を除外して動脈だけ抽出するようなことができる。すなわち、造影剤の進入時間差などの時間的違いを利用して抽出部位を限定できる。

【0041】

次にこれらを最大値画像53と最小値画像54の差分を取ることにについて説明する。差分は必ず取らなくてはならないものではなく、上記最大値画像53と最小値画像54そのままでも使用できる。

なお簡単のため、本実施例では対象物が不動なものとして説明する。

各 (x, y, z) で決まる画素の座標ごとに上記最大値画像53と最小値画像54の対応画素同士を引き算すれば撮影範囲内の造影剤が濃淡の変化なしに描出される。

この描出された造影剤の分布(像)血流量と血流路(血管腔)と同じ形状であるため、血流路(血管腔)の正確な評価が可能となる。

【0042】

既述のとおり従来技術では、閾値やリージョン Growing で血流以外の部分を取り除いて表示するため閾値の設定によって結果が異なり正確な描出が困難であったのに対して、本実施例によれば、閾値の設定やリージョン Growing のような複雑な計算をしなくても、単純な減算によって造影剤の経路すなわち血流路(血管腔)の形状などを正確に描出できるようになる。

【0043】

なお、もし撮影の対象物が動いている場合には、各時刻において対象物の位置の関連づけを行い、関連しあう画素間で処理を行う。対象物が動いている場合に位置の関連づけを行うための一例として、輝度値、重心、空間周波数差分値、微分値などの特徴量を抽出し、特徴量を基に画像の回転、変形、移動などアフィン変換に基づく処理を行い、画像位置が同じ画像マトリクス位置において相互に関連しあうようにする。

こうすれば、対象物が動いていても造影剤の経路と形状を把握可能となり、たとえば心臓冠動脈の血流評価が可能となる。

【0044】

[実施例2]

実施例2では、経時的な3次元以上の画像データに対して、時間方向にフィルタ処理を行う。

この時間方向のフィルタにより、ノイズ量に対して空間分解能と時間分解能を任意に調整した画像を得ることができる。またさらには、経時的濃度変化量を視覚化することもできる。

図6から8により本実施例を説明する。図6は、時間方向に沿ってフィルタ(フィルタカーネル)を重畳することを示している。下式1中、 $f(t)$ がフィルタ(フィルタカーネル)である。

【数1】

$$fI(x, y, z, t) = \int_{-\infty}^{\infty} I(x, y, z, t - t') \cdot f(t') dt' \quad (1)$$

【0045】

図6中、71は時間座標と空間座標により特定できる画素 $I(x, y, z, t)$ を示す。72にはフィルター処理を示す。73は71の画素にフィルタ処理をして得られたフィルタ関数を示している。時間軸方向の情報を使用して統合するため、フィルタ関数 $fI(x, y, z)$ は時間の次元をもたず位置の座標に集約できる。

【0046】

また、図7は、異なる時相での三次元画像内の対応する画素に対してフィルタを適用し、こうして得られたフィルタ結果の集約を集約する(ここでは加算する)ことで $fI(x, y, z)$ を得ている。図7中、81から84は時間軸に並んだ三次元画像データであり、それぞれのなかには同じ位置に相当する画素 $I(x, y, z)$ が含まれている。別の言い方をすれば、画素 $I(x, y, z)$ の集合が三次元画像データ81から84である。

ここで画素は空間位置的な三次元とともに時間を含めた四次元で表わされている。

たとえば画像データ84内の $I(x, y, z, t_n)$ のうち、 x, y, z は三次元の位置的な座標を示し、 t_n は造影剤注入後の経過時間を示す。

【0047】

先に説明したような画像診断装置を稼動して被検者を撮影開始する。開始後造影剤を被検者に注入する。

ここで、画像データ85内の $fI(x_1, y_1, z_1)$ が求めようとするフィルタ処理結果を集約した画素である。

ここで、仮に注目画素を $I(x_1, y_1, z_1, t_1)$ から $I(x_1, y_1, z_1, t_n)$ までとする。これらは注目画素 $I(x_1, y_1, z_1)$ が経時的に t_1 から t_n まで並んだものである。この配列にたとえば台形状のフィルタを適用し加算するとフィルタ結果 fI が得られ、これを集めると画像表示できる。

ここでは、実空間上での畳み込み処理によってフィルタ処理を行う方法を用いるが、フーリエ変換を用いて周波数空間上でフィルタ処理を行う方法などの数学的に等価な他の方法も適用可能である。

【0048】

次にフィルタの種類とその本発明における作り方とその効果を図8をもとにそれぞれ説明する。図8中、 N は注目時間を示す。注目時間とは結果的に画像化したい時相をいう。

(1) 加算平均フィルタ

前記フィルタ関数として、加算平均フィルタを使用することで、空間分解能を低下させることなく、時間的な画素濃度値のゆらぎを低減した画像の取得、すなわち、ノイズを低減した画像を取得することが可能となる。この場合、注目時間 N の注目画素を中心として、時間方向に図8(a)に示すようなフィルタを重畳する。言い換えれば、注目時間 N の位置前後のデータを加算平均するようなフィルタ処理結果を表示画素として得て画像化する。こうして得られた画像はゆらぎノイズの少ないものとなる。

【0049】

(2)加重加算フィルタ

前記フィルタ関数として、加重加算フィルタを使用することで、加算平均フィルタと同様に、空間分解能を低下することなく、時間的な画素濃度値のゆらぎを低減した画像の取得、すなわち、ノイズ低減した画像の取得が可能となる。この場合、図8(b)に示すように注目時間位置の寄与率が高くなるような台形状の重みを同一位置の異なる時間データに乗算したフィルタ処理結果を加算したものを集めて画像化する。こうして得られた画像はゆらぎノイズの少ないものとなる。

【0050】

(3)メディアンフィルタ

前記フィルタ関数として、メディアンフィルタを使用することで、加算平均フィルタや加重加算フィルタと同様に、空間分解能を低下することなく、時間的な画素濃度値のゆらぎを低減した画像の取得、すなわち、ノイズ低減した画像の取得が可能となる。メディアンフィルタでは、加算平均フィルタや加重加算フィルタと比較してスパイク状の(粒状性の高い)ノイズをより効果的に低減することができる。この場合、図8(c)に示すように特定時間範囲 t_a から t_b までを輝度値の大きさの順に並べたときに中央に来る輝度値をフィルタ処理結果として画像化する。

こうして得られた画像は、特にスパイク状のゆらぎノイズの少ないものとなる。

【0051】

(4)微分フィルタ

前記フィルタ関数として、微分フィルタを使用することで、時相間の対象物体の変動量を画像化(視覚化)することができる。この場合、図8(d)に示すように、注目時間 N をはさむ近接時刻データの差分値をフィルタ処理結果として画像化する。

【0052】

(5)高域強調フィルタ

前記フィルタ関数として、高域強調フィルタを使用することで、実効的な時間分解能を向上した画像を得ることが可能となる。この場合、図8(e)に示すように注目時刻 N に高い重みを乗算し、近接データに負の重みを乗算しそれらの加算値をフィルター処理結果として画像化する。

【0053】

(6)高次フィルタ

前記フィルタには、複数のフィルタを組み合わせた高次フィルタを適用することも可能である。また、公知のフィルタ処理と共に窓関数を適用することで、任意の時間帯における処理結果を得てもよい。たとえば、時間方向類似度フィルタとメディアンフィルタを組み合わせることで高度なノイズ低減が可能である。注目時間 t を挟む特定時間範囲において注目時刻の輝度値により近いデータを複数点抽出し、それらの中間値をフィルタ処理結果として画像化する。

【0054】

(7)時間方向類似度フィルタ

注目時間 t を挟む特定時間範囲 t_a から t_b において注目時間位置の輝度値により近い複数点のデータを加算平均した値をフィルタ処理結果として画像化する。このとき、加算平均するデータ数はフィルタサイズに依存して任意の数である。

以上のように経時方向のフィルタを適用することで、ノイズ低減をすることが可能となる。適用は画像の領域ごとであってもよいし画像全体であってもよい。

【0055】

[実施例3]

実施例3を図9により説明する。ここでは動きのあるものを含む2次元画像を経時表示する際に発生するノイズを除去して鮮明な画像を供給する。

図9(a)と(b)中、901は領域1を、902は領域2を、903は領域3、904は領域1を、905は領域2をそれぞれ示す。

また91から94まではシネ表示されたものでこの順に時間が経過している。同様に95から98まではシネ表示されたものでこの順に時間が経過している。

【0056】

図9(a)と(b)は、本発明に係る時間軸を含む3次元以上の画像データにおける時刻 t と時刻 $t + \Delta t$ を差分して得られた変化量が所定の閾値以下である領域に関して、時刻 t から時刻 $t + \Delta t$ にわたり平均値を取得する行程を示す図である。

図9(a)は対象物の動きによって濃度値が経時的に変化する場合を例示し、91から94まで動きによる濃度値の変化のない(閾値 T より小さい)領域901、動きにより濃度値が変化する領域902、および領域903(閾値 T 以上)から構成される。

この場合、901に対して加算平均、またはノイズを低減するフィルタ処理を適用することで動きに対して影響を与えず全体としてノイズを低減することができる。

この場合、輝度値に対して色度、彩度、明度のうち少なくともひとつを対応付けてもよい。

【0057】

図9(b)は対象物内に注入した造影剤等により濃度値が経時的に変化する場合を示しており、95から98まで造影剤による濃度値の変化のない領域904(閾値 T より小さい)、造影剤により濃度値が変化する領域905(閾値 T 以上)から構成される。この場合、領域904に対して加算平均またはノイズを低減するフィルタ処理を適用することで造影剤による濃度値の変化(造影剤の広がり)に影響を与えず全体としてノイズを低減することができる。この場合、輝度値に対して色度、彩度、明度のうち少なくともひとつを対応付けてもよい。

【0058】

このように、経時的に変化を伴うデータにおいて画素値の変化量が小さい時刻では、変動量内の動き成分に関連する部分は小さくて、むしろノイズ成分(ゆらぎ)であると仮定できる。このように動き成分が小さい領域間で加算平均やノイズ低減(平滑化)フィルタリングを行うことでノイズ成分を集中して除去した画像を得ることができる。

ただし、造影剤による濃度変動の際には濃度変動領域は高輝度信号を示し、ノイズの影響は無視できる場合が多く、全体としてノイズの影響が問題とならなくなるが、ノイズの影響が小さいところでさらにノイズ低減をできるためほぼ完全な画像を得られる。

【0059】

[実施例4]

図10は、本発明に係る造影血管および造影臓器を抽出する方法を示すアルゴリズムである。

以下、図10に沿って説明する。

まず、ステップS101で開始する。

ステップS102では、経時的に各画素の濃度値が変化する画像データにおいて、時間方向に画素の濃度値が最大値を示す最大濃度画素 $MXI(x, y, z)$ を各画素位置において抽出する。この最大濃度画素は造影剤の効果が最も高い時相時のものとなる。続いて、ステップS103では、画像データに対し時間方向に画素の濃度値が最小値を示す最小濃度画素 $MNI(x, y, z)$ を抽出、もしくはフィルタ処理によって画素の濃度値が小さい画素を抽出する。ここでいう濃度値が小さい画素は、造影剤の効果が最も小さい時相に一致する。

これら最大濃度画素 $MXI(x, y, z)$ と最小濃度画素 $MNI(x, y, z)$ は、たとえば実施例1で説明した方法で取得可能である。

【0060】

次にステップS104で、これら2者の濃度値の差 $MXI(x, y, z) - MNI(x, y, z)$ を利用して差分することで、造影血管を取得することができる。ここで、処理速度を重視すると最大値画像や最小値画像を抽出し差分するのが望ましいが、ノイズを含む画像間の差分処理では、ノイズ量が増大する傾向にある。

【0061】

そのため、ノイズをを勘案した画質の高さを重視する場合には、フィルタ処理より抽出した比較的濃度値の大きい画像と、フィルタ処理より抽出した比較的濃度値の小さい画像

を抽出してから差分するとよい。なお、フィルタ処理によっても造影血管の抽出時にノイズが抽出され問題となる場合には、差分処理後に閾値処理やフィルタ処理を用いてノイズ成分を低減もしくは除去する。また、時間方向の窓関数を使用することで、動脈と静脈の分離などを行なうことも可能である。

【0062】

以上、本発明の様々な実施例に関する以上の記述から、本発明の目的が達成されることは明らかである。ここまで本発明を詳細に記述および図示したが、これらは例示を意図したものであって、本発明はこれら実施例に限定されるものではない。さらに、本発明は、造影血管の描出に限定されず、造影剤の組織への広がり具合の評価など経時的に画素の濃度値が変化する領域を有する画像に対して種々の目的で適用することができる。

また、上記実施例では、主にX線CT装置やMRI装置を用いて説明しているが、本発明の適用はこれに限定されず中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いたCT装置、超音波診断装置、DSA装置など断層像を取得可能な装置にも適用可能である。また、本実施の形態で示した各実施例は、それぞれ単体で使用するに限らず、組み合わせて使用することが可能で、その場合特に高い効果を発揮する。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】(a)はX線CT装置の全体構成図、(b)はこのX線CT装置内部の構成要素と構成を示した概略図である。

【図2】(a)はMRI装置の全体構成図、(b)はこのMRI装置の構成要素と構成を示した概略図である。

【図3】造影剤が注入された血管内においてその画素値が経時間的に変動し、そこから最大値画像を作成する様子を示した概念図である。

【図4】造影剤が注入された血管内においてその画素値が経時間的に変動し、そこから最小値画像を作成する様子を示した概念図である。

【図5】画素値が経時間的に最大値MXIとなる画像の取得方法を示した概念図である。

【図6】時間軸を含む三次元画像データに時間軸方向のフィルタ処理を行なう工程を示したものである。

【図7】時間軸方向のフィルタ処理を示した概念図である。

【図8】(a)加算平均フィルタの一例、(b)加重加算平均フィルタの一例、(c)メディアンフィルタの一例、(d)微分フィルタの一例、(e)高域強調フィルタの一例。

【図9】(a)対象物の動きによって濃度値が経時的に変化するシネ表示の一例、(b)対象物に注入した造影剤などによって濃度値が経時的に変化するシネ表示の一例である。

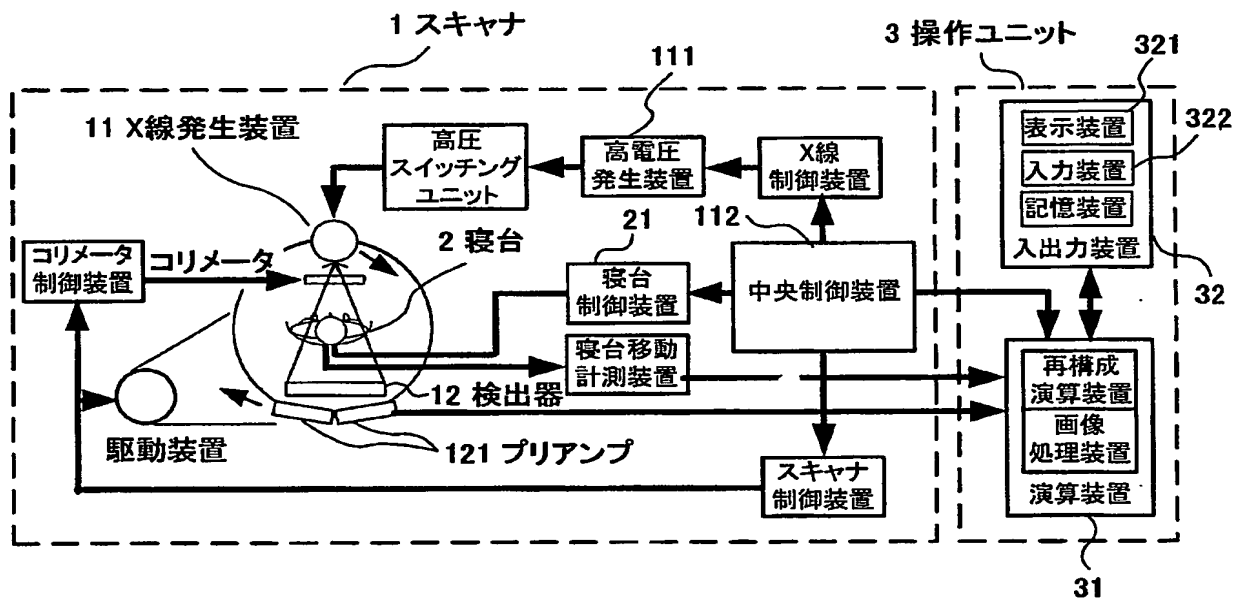
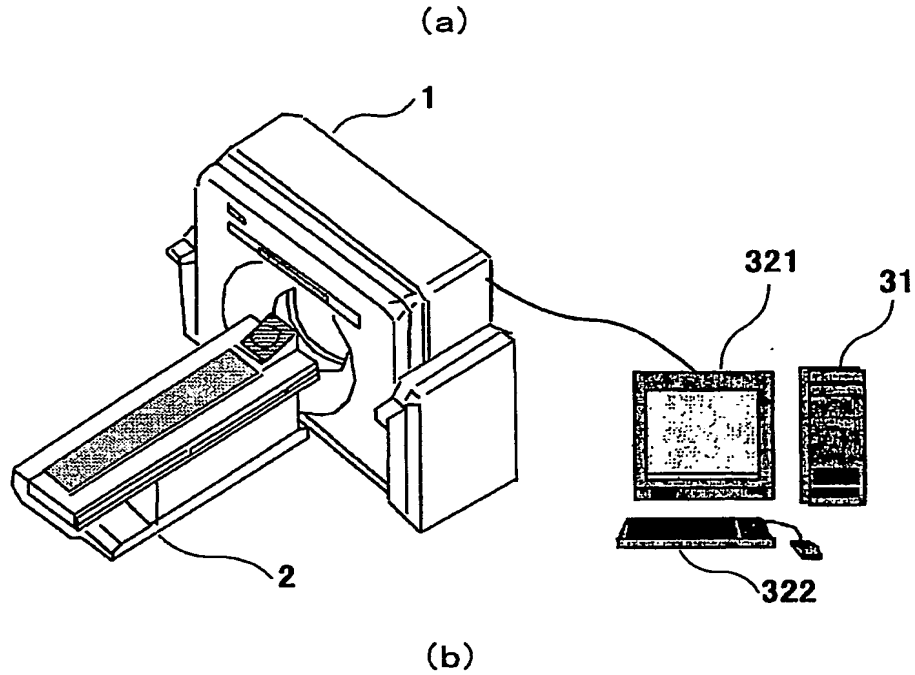
【図10】本発明に係わる造影血管や造影臓器内の造影血流の外殻を抽出するための工程を示した図である。

【符号の説明】

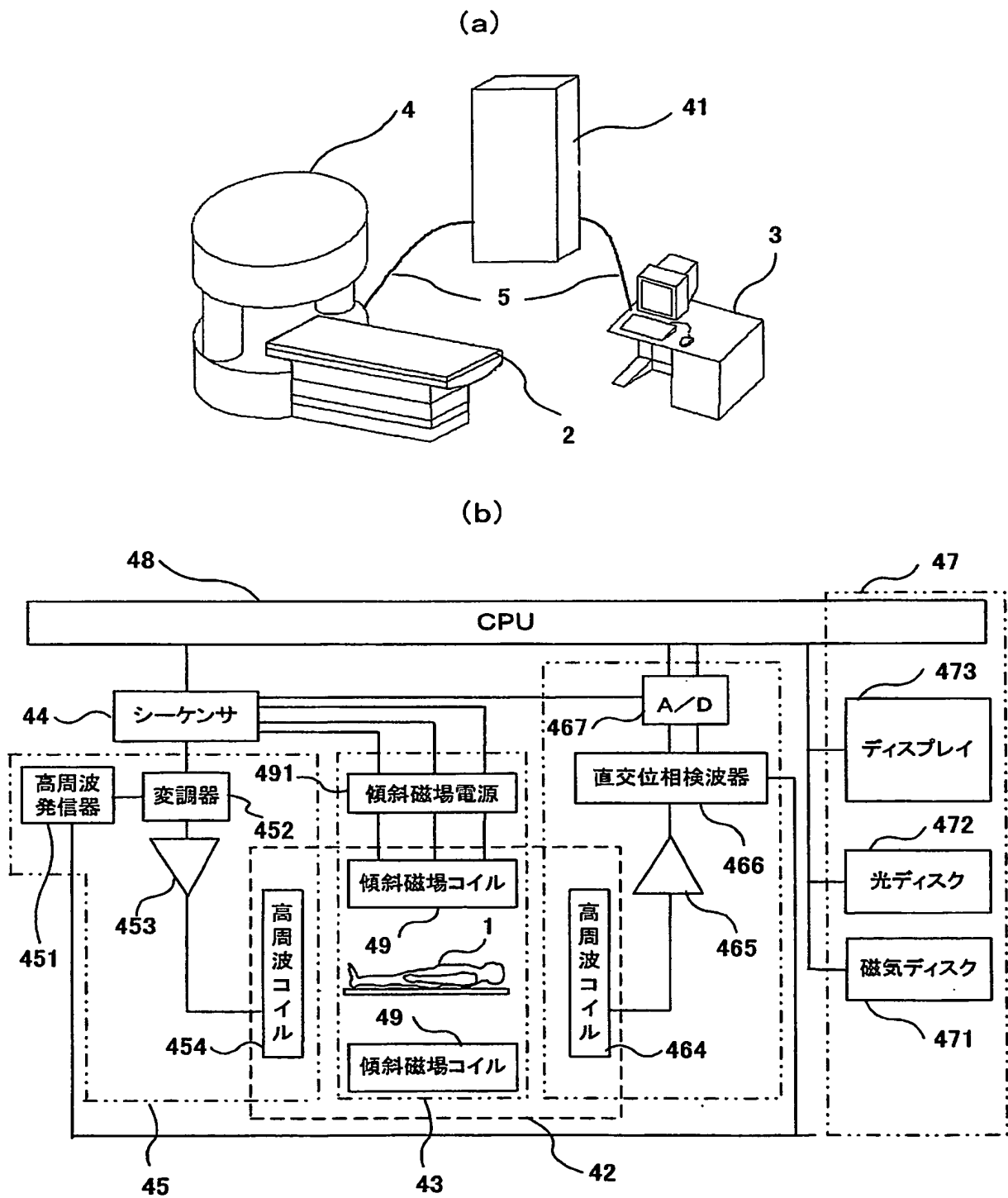
【0064】

1 スキャナ、11 X線発生装置、111 高電圧発生装置、112 中央制御装置、12 X線検出器、121 プリアンプ、2 寝台、21 寝台制御装置、3 操作ユニット、31 演算装置、321 表示装置、4 ガントリ、41 筐体、42 静磁場発生系、43 傾斜磁場発生系、44 シーケンサ、45 送信系、451 高周波発振器、452 変調器、453 高周波増幅器、454 送信側の高周波コイル、46 受信系、464 受信側の高周波コイル、465 信号増幅器、466 直交位相検波器、467 A/D変換器、47 信号処理系、471 磁気ディスク、472 光ディスク、473 ディスプレイ、49 GC、491 傾斜磁場電源、51 造影血管、52 造影剤、53 最大値画像、54 最小値画像、61-64 3次元画像、65 目的3次元画像、71 画像、72 フィルタ処理、73 フィルタ処理結果、81-84 3次元画像、85 目的3次元画像、87 フィルタ、91-98 シネ表示画像

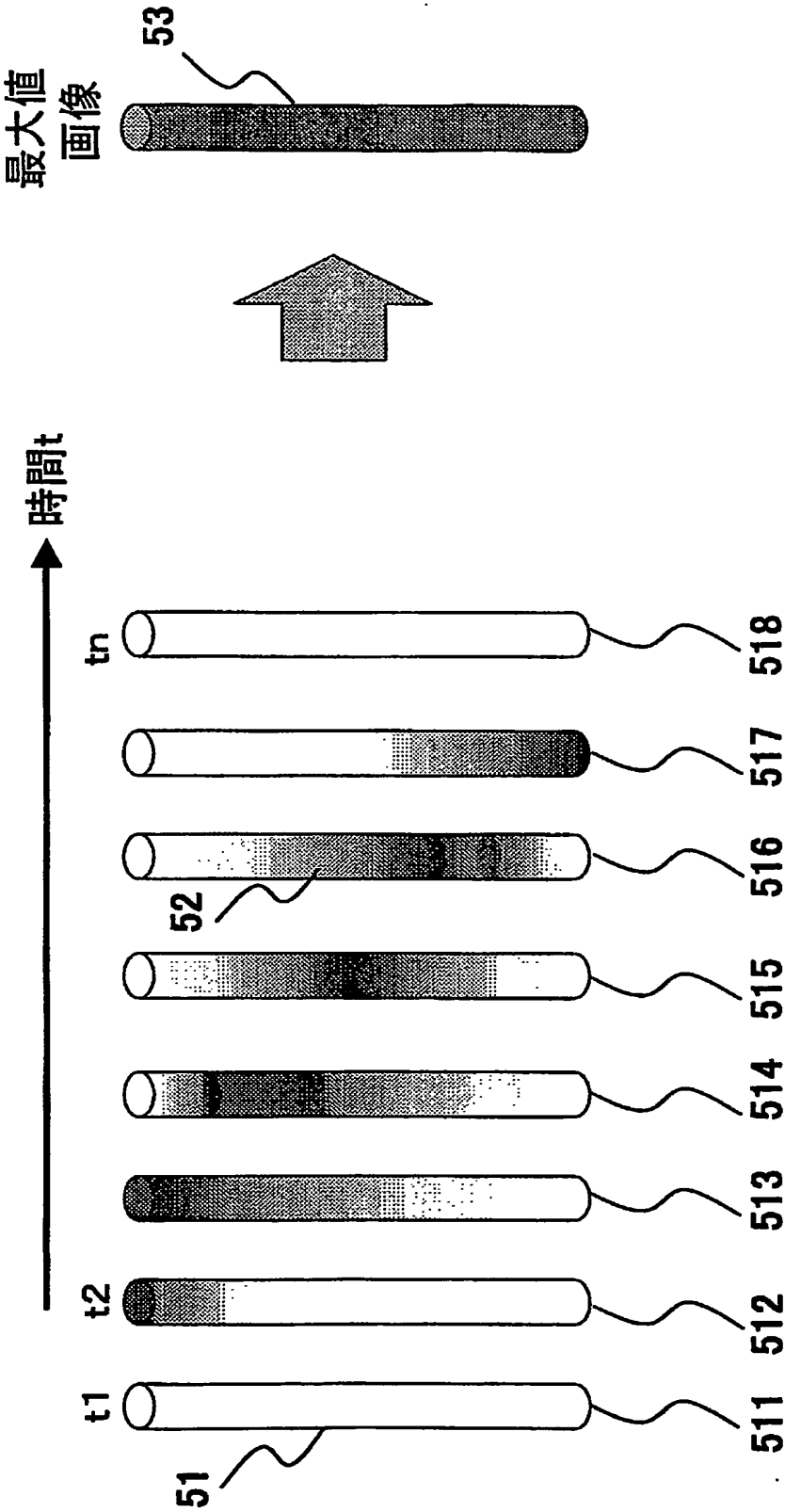
【書類名】 図面
【図 1】



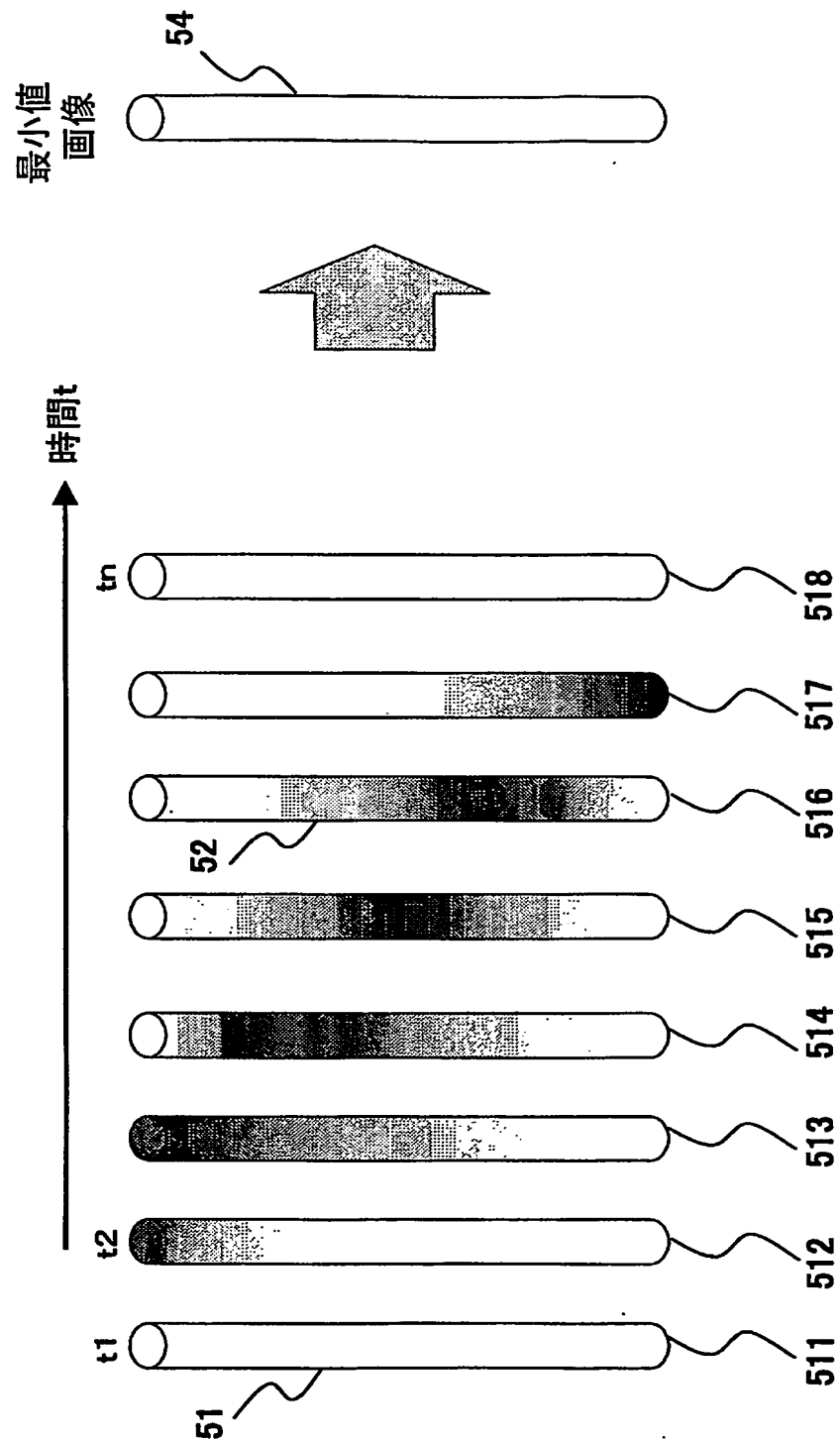
【図 2】



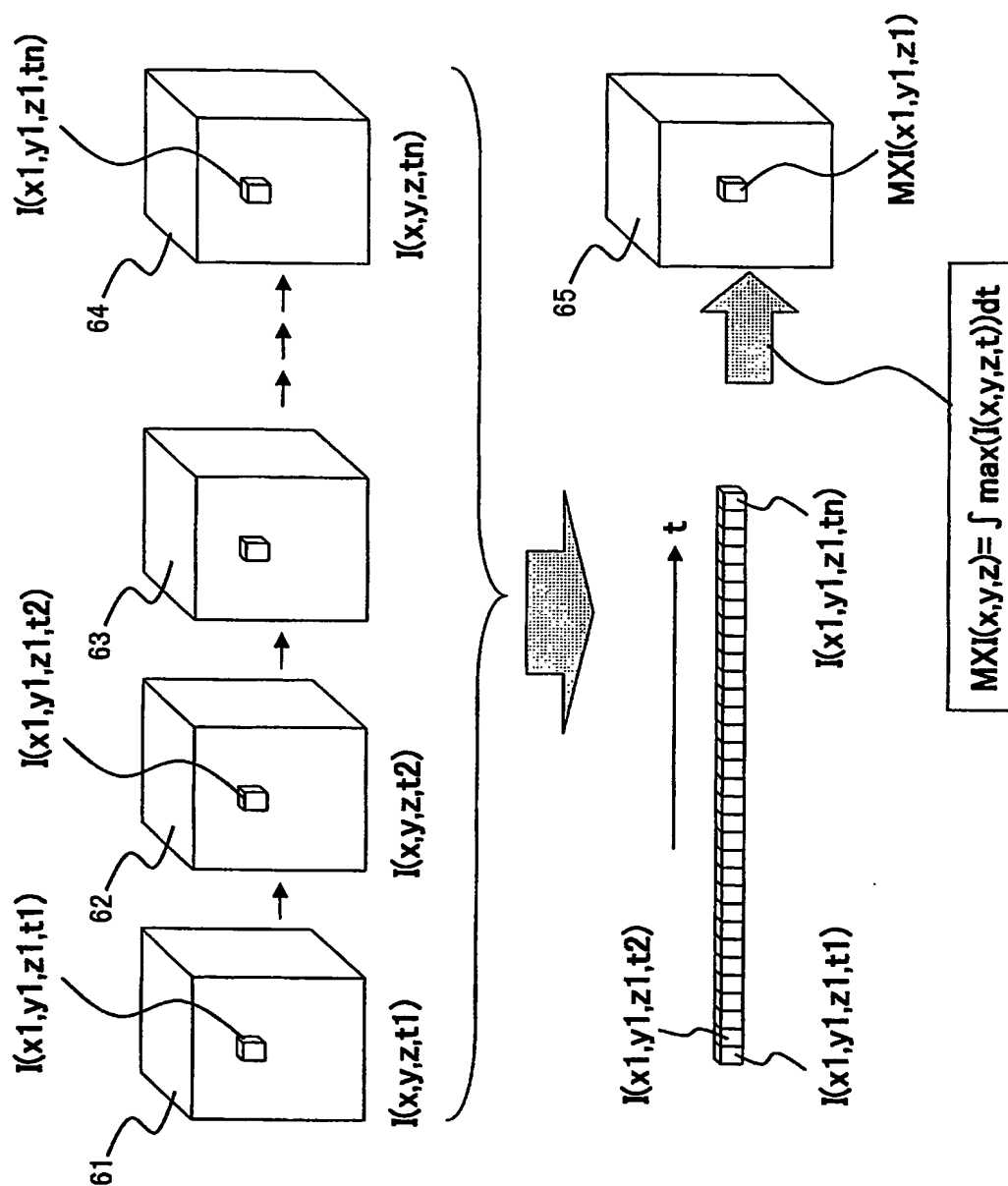
【図 3】



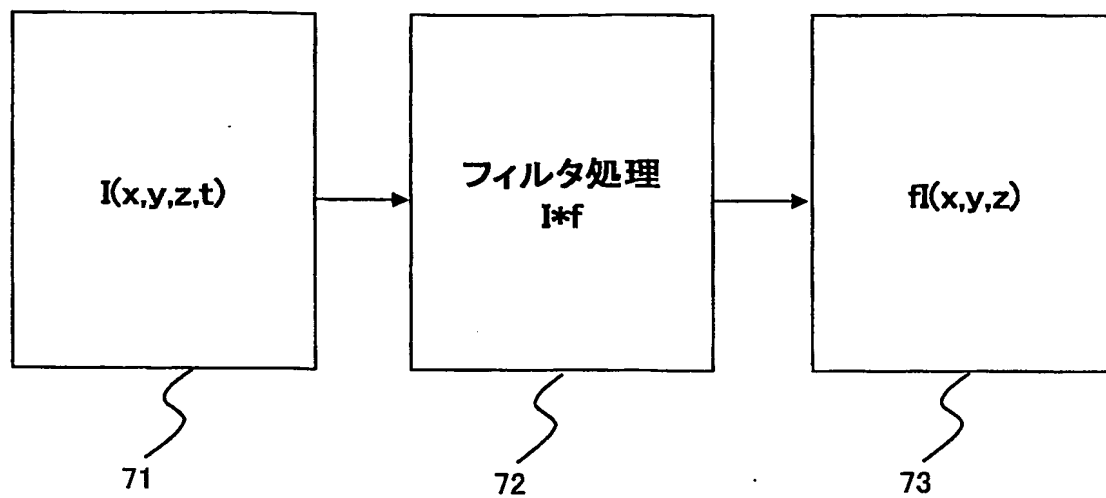
【図 4】



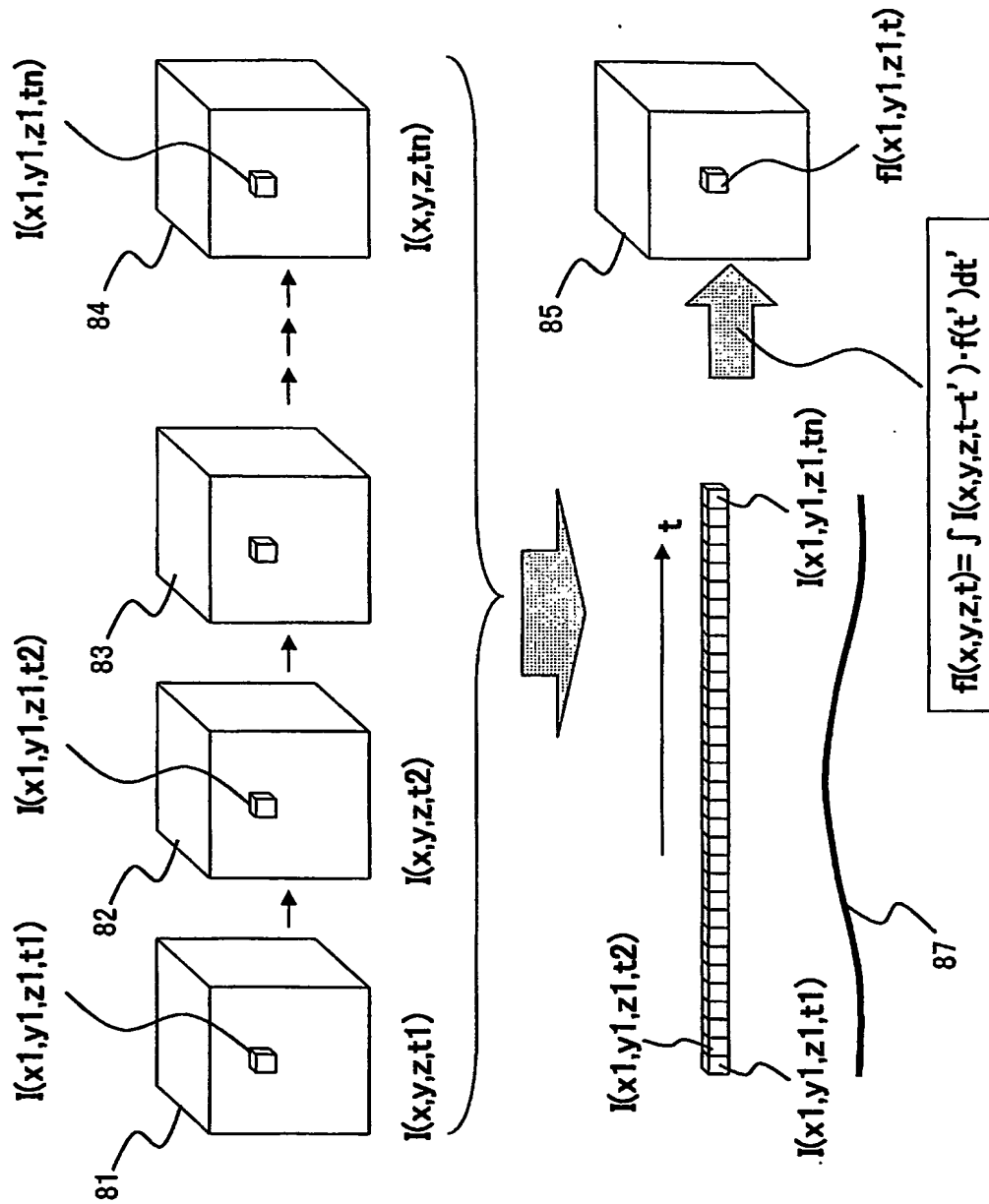
【図 5】



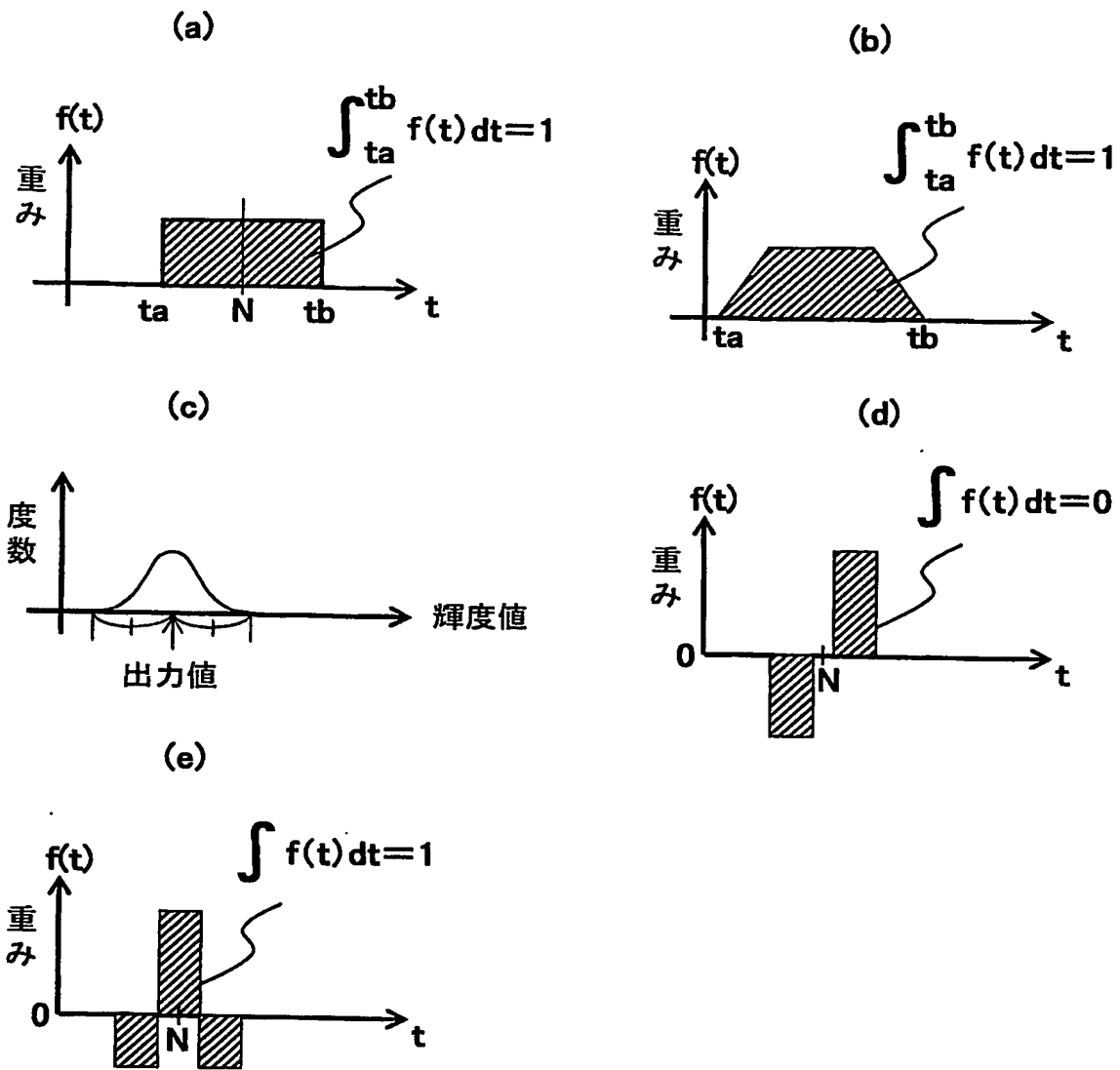
【図 6】



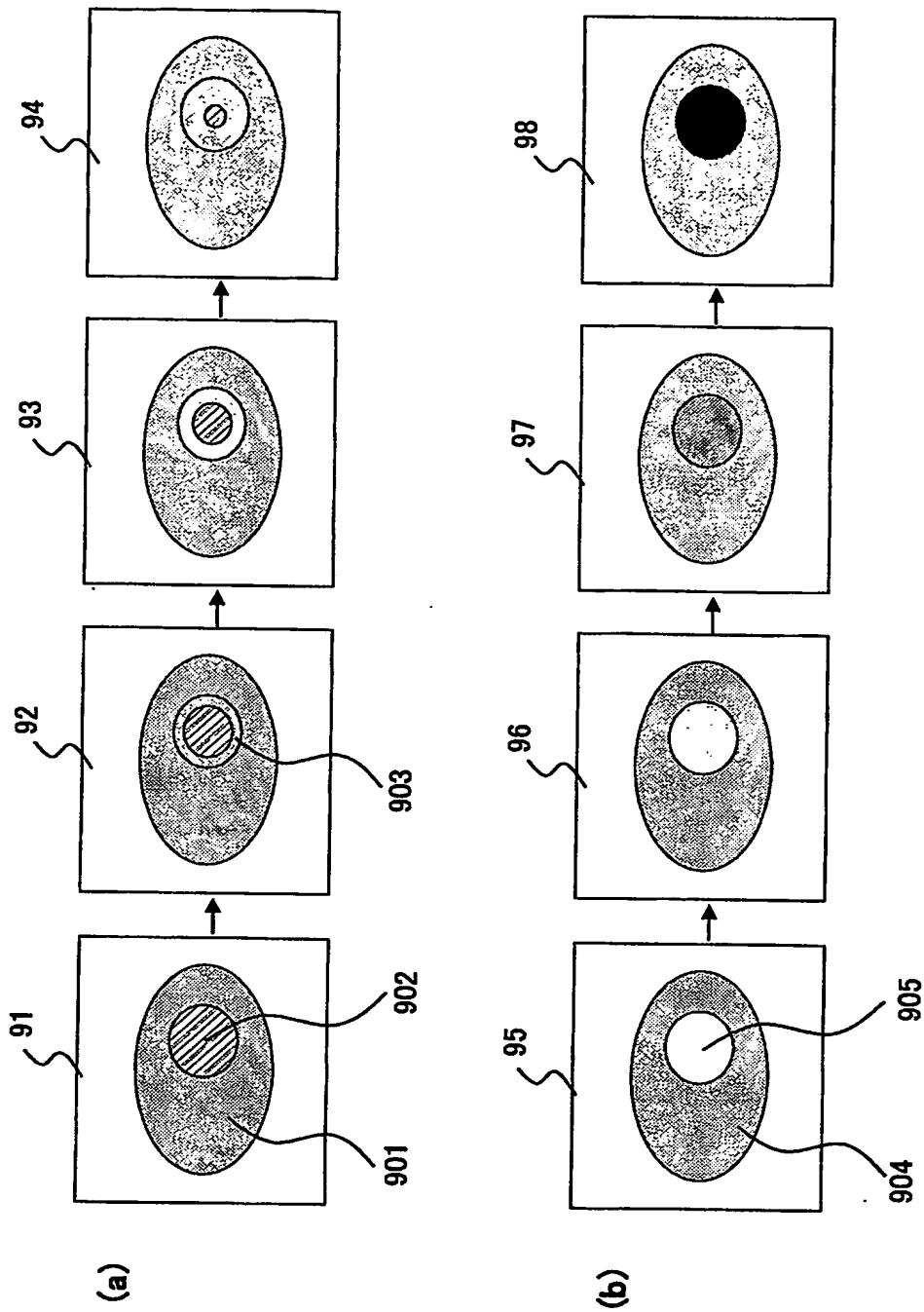
【図 7】



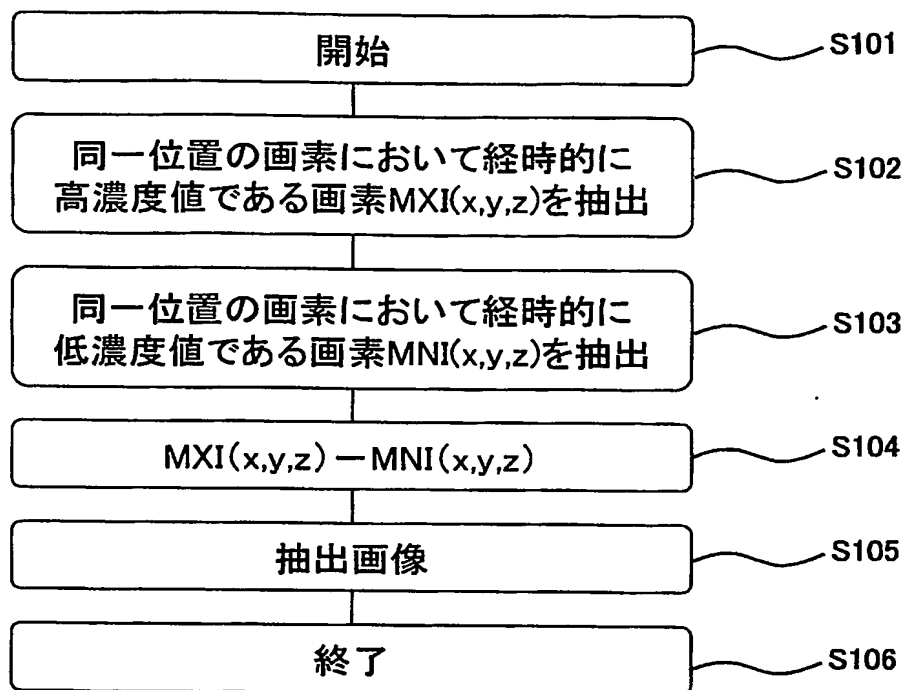
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 断層像撮影装置において、造影剤使用量の低減、画像ノイズの低減、表示における視認性の改善を可能とした装置を実現する。

【解決手段】 時間軸方向に濃度値が最大になる画素を抽出することで造影剤の効果を最大限得ることができ、時間軸方向の濃度値が最小となる画素を抽出することで造影剤未使用時の画像を得ることができ、両者を差分することで近接臓器による死角を低減し視認性の良い画像を得ることができ、時間軸方向に濃度値の変化の小さいデータに対して近接する時間軸上のデータを用いて加算平均または時間軸方向フィルタ処理することでノイズ低減した画像を得る。

【選択図】 なし

特願 2 0 0 3 - 3 8 2 0 8 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名 株式会社日立メディコ

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP04/016537

International filing date: 08 November 2004 (08.11.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2003-382081
Filing date: 12 November 2003 (12.11.2003)

Date of receipt at the International Bureau: 20 January 2005 (20.01.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record.

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☒ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.